

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-137204

(43)Date of publication of application : 26.05.1998

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225

(21)Application number : 08-315515

(71)Applicant : HIOKI EE CORP

(22)Date of filing : 12.11.1996

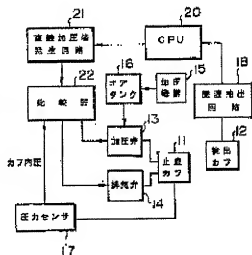
(72)Inventor : SAKAGUCHI TAKEHIKO
WAKABAYASHI MASAHIRO
AONUMA AKIRA

(54) BLOOD NONINVASIVE SPHYGMOMANOMETER

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately measure peak and bottom blood pressure values without applying pressure to a subject more than necessary.

SOLUTION: This sphygmomanometer is constituted by being provided with a hemostatic cuff 11 to be mounted on a prescribed part such as the upper arm or finger of the reagent, pressure source 15 for supplying a pressurized fluid through a pressure vale to the hemostatic cuff 11, pressure sensor 17 for detecting the inner pressure of the hemostatic cuff 11, control means 20 provided with a detection cuff 12 mounted on the terminal side rather than the hemostatic cuff 11 so as to detect a pulse wave from the artery, pulse wave extraction circuit 18 for extracting that pulse wave as an electric signal and linear pressure value generating part 21 for generating a linear pressure reference value per prescribed time, and comparator 22 for comparing the inner pressure of the hemostatic cuff detected by the pressure sensor 17 with the pressure reference value. In this case, the inner pressure of the hemostatic cuff 11 is linearly increased based on the pressure reference value while controlling the opening/ closing of the pressure valve 13 through the comparator 22.



(51) Int.Cl.⁸

A 61 B 5/0225

識別記号

F I

A 61 B 5/02

3 3 6 C

審査請求 未請求 請求項の数 5 F D (全 6 頁)

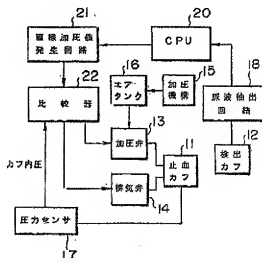
(21) 出願番号	特願平8-315515	(71) 出願人	00022/180 日置電機株式会社 長野県上田市大字小泉字桜町81番地
(22) 公開日	平成 8 年(1996) 11月12日	(72) 発明者	坂口 武彦 長野県上田市大字小泉字桜町81番地 日置電機株式会社内
		(72) 発明者	荻林 正弘 長野県上田市大字小泉字桜町81番地 日置電機株式会社内
		(72) 発明者	青沼 孝 長野県上田市大字小泉字桜町81番地 日置電機株式会社内
		(74) 代理人	弁理士 大原 折也

(54) 【発明の名称】 非観血式血圧計

(57) 【要約】

【課題】 被験者に対して必要以上の加圧を行なうことなく、最高血圧値と最低血圧値とを精度よく測定すること。

【解決手段】 被験者の上腕もしくは指などの所定部位に装着される止血カフ11と、加圧弁を介して止血カフ11に加圧流体を供給する加圧源15と、止血カフ11の内圧を検出する圧力センサ17と、止血カフ11よりも末梢側に装着され動脈からの脈波を検出する検出カフ12およびその脈波を電気信号として抽出する脈波抽出回路18と、所定時間あたりの直線的な加圧基準値を発生する直線加圧発生部21を含む制御手段20と、圧力センサ17にて検出された止血カフの内圧と加圧基準値とを比較する比較器22とを備え、比較器22により加圧弁13を開閉制御して止血カフ11の内圧を加圧基準値に基づいて直線的に増加する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 加圧弁および排気弁を有し、被験者の上肢もしくは首などの所定部位に装着される止血カフと、上記加圧弁を介して上記止血カフに加圧流体を供給する加圧源と、上記止血カフの内圧を検出する圧力センサと、上記止血カフよりおよび上記被験者の末梢部側に装着され動脈からの脈波を検出する検出カフおよびその脈波を電気信号として検出する脈波抽出回路と、所定時間あたりの直線的な加圧基準値を発生する直線加圧値発生部を含む制御手段と、上記圧力センサにて検出された上記止血カフの内圧と上記加圧基準値とを比較する比較器とを備え、上記比較器により上記加圧弁および上記排気弁を開閉制御して上記止血カフの内圧を上記加圧基準値に基づいて直線的に増加するようにしたことを特徴とする非観血式血圧計。

【請求項2】 上記制御手段は上記脈波抽出回路からの脈波信号を監視し、その脈波信号が消失した時点の上記止血カフの内圧により最高血圧値を判定することを特徴とする請求項1に記載の非観血式血圧計。

【請求項3】 上記制御手段は上記脈波抽出回路からの脈波信号により上記被験者の心拍数を求め、同心拍数に応じて上記加圧基準値を設定することを特徴とする請求項1に記載の非観血式血圧計。

【請求項4】 上記制御手段は測定開始時点から上記脈波抽出回路にて抽出される脈波信号の消失時点までの脈波信号および同脈波信号に対応した上記止血カフの内圧を記憶し、個々の脈波信号の最低レベル値を結ぶ下部包絡線が全体的に脈波信号の消失時点に向かって上昇傾向を示すその上昇開始点の脈波信号の最低レベル値における上記止血カフの内圧をもって上記被験者の最低血圧値と判定することを特徴とする請求項1に記載の非観血式血圧計。

【請求項5】 上記上昇開始点の脈波信号の最低レベル値を求めるにあたって、上記止血カフを加圧する前に所定心拍数分の脈波を抽出して、その振幅平均値(X)と標準偏差(σ)とを算出し、X-σ以上の振幅の脈波を有効データとして、この有効データの中から上記最低レベル値を求めることを特徴とする請求項4に記載の非観血式血圧計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は非観血式血圧計に関し、さらに詳しく言えば、止血カフと脈波検出カフの2つのカフを用いて被験者の血圧を測定する非観血式血圧計に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 図6には従来の一般的な血圧測定状態が図解されている。なお、これには座位状態が示されているが、臥位や立位であってもよく、いずれにしても被験者Mの上腕部にカフ1が装着され、測定開始により血

計本体2内の加圧装置にてカフ1の内圧が被験者Mの予想最高血圧値以上(例えば150~200mmHg)まで急速に加圧される(図7のカフ内圧変化グラフにおいてA→B)。

【0003】 しかる後、血圧計本体2内の微減圧装置によりカフ1の内圧が微減圧される(図7のB→C)。この微減圧過程において、聴診法(リパロッチ法)ではコロトコフ音の鳴り始めのカフ内圧を最高血圧値(SBP)とし、コロトコフ音の消失時点のカフ内圧を最低血圧値(DBP)としている。

【0004】 これに対して、振動法(オシロメトリック法)では、カフ1の微減圧過程におけるカフ1内の微小振動を検出して血圧を測定する。すなわち、その微小振動の振幅が最大となる点のカフ内圧を平均血圧(MBP)とし、この時の振幅に所定の係数を掛けて平均血圧との関係から最高血圧値(SBP)と最低血圧値(DBP)とを求めるとする。

【0005】 上記のようにして、最高血圧値および最低血圧値が測定されたならば、血圧計本体2内の排気装置によりカフ1内の圧縮空気が急速に開放される(図7のC→D)。この例では、血圧計本体2によりカフ1の内圧を制御するようにしているが、加圧源としてゴム球による手動ポンプを用いる場合においても、上記と同様な手順になる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、聴診法、振動法のいずれにしても、測定開始時点でカフの内圧を必要以上に高めるため、被験者に無用な不安感と苦痛を与えることがある。

【0007】 また、カフのコンプライアンス(弾性係数)、カフ内の空気容量および微減圧装置の構造などにより一定速度の減圧が難しく、例えば、初期のカフ内圧が高いほど減圧速度が遅くなり、初期のカフ内圧が低いほど減圧速度が遅くなる。このため特に最高血圧特定時、心拍が遅い者ほど測定誤差が大きくなる。

【0008】 さらに、聴診法において最低血圧値を判定する場合「JNC V」(アメリカ心臓委員会第5次報告)ではコロトコフ音の第5点としているが、被験者の状態により第4点にするなどその基準が曖昧なところがあるとともに、コロトコフ音が消失する過程において周囲の雑音に影響されやすい。

【0009】 この点、振動法は原理的に平均血圧のみを特定する方法で、周囲の雑音には強いが、カフの容量変化により同じ血圧値にもかかわらず最大振幅値(MAP)が変化するため、それが測定誤差となる。また、カフ内圧が最高血圧値以上であってもカフ内に微小振動が発生するため、最高血圧値の特定が困難である。

【0010】 本発明は、このような従来装置が抱えている問題を解決するためになされたもので、その目的は、聴診法もしくは振動法のいずれによることなく、また、

被験者に対して必要以上の加圧を行なうことなく、最高血圧値と最低血圧値とを精度よく測定することができるようにした非順血式血圧計を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明においては、加圧弁および排気弁を有し、被験者の上腕もしくは指などの所定部位に装着される止血カフと、上記加圧弁を介して上記止血カフに加圧流体を供給する加圧源と、上記止血カフの内圧を検出する圧力センサと、上記止血カフよりも上記被験者の末梢部側に装着され動脈からの脈波を検出する検出カフおよびその脈波を電気信号として抽出する脈波抽出回路と、所定時間あたりの直線的な加圧基準値を発生する直線加圧値発生部を含む制御手段と、上記圧力センサにて検出された上記止血カフの内圧と上記加圧基準値とを比較する比較器とを備え、上記比較器により上記加圧弁および上記排気弁を開閉制御して上記止血カフの内圧が上記加圧基準値に基づいて直線的に増加するようにしたことを特徴としている。

【0012】このように、測定開始時点からカフの内圧を直線的に増加させることにより、カフのコンプライアンスやカフ内容量などに影響することなく、被験者の血圧を精度よく測定することができる。また、被験者が高血圧時と低血圧時の場合でもその測定誤差が同一のものとなる。

【0013】上記構成によれば、止血カフの内圧を直線的に増加させる過程において、脈波抽出回路からの脈波信号を監視し、その脈波信号が消失した時点の止血カフの内圧により最高血圧値を判定することができる。したがって、被験者に対して必要以上の加圧を行なわずで済む。

【0014】この場合、脈波抽出回路からの脈波信号により被験者の心拍数を求め、心拍数に応じて直線加圧の加圧基準値を設定することが好ましく、これによれば個人差に応じて正確な血圧測定を行なうことが可能となる。

【0015】また、上記構成によれば、測定開始時点から脈波抽出回路にて抽出される脈波信号の消失時点までの脈波信号および同脈波信号に対応した上記止血カフの内圧を記憶し、個々の脈波信号の最低レベル値を結ぶ下部包絡曲線が全体的に脈波信号の消失時点に向かって上昇傾向を示すその上昇開始点の脈波信号の最低レベル値における上記止血カフの内圧をもって被験者の最低血圧値と判定することができる。

【0016】なお、上記のようにして上昇開始点の脈波信号の最低レベル値を求めるにあたって、止血カフを加圧する前に所定心拍数分の脈波を抽出して、その振幅平均値(X)と標準偏差(o)とを算出し、X-3o以上の振幅の脈波を有効データとして、この有効データの中から上記最低レベル値を求めることが好ましい。これに

よれば、下部包絡曲線が全体的に上昇傾向を示している途中で体動などによりゆらぎが生じたとしても、その影響を排除することができる。

【0017】

【発明の実施の形態】次に、本発明の技術的思想をよりよく理解するうえで、その好適な実施の形態について説明する。

【0018】図1に例示されているように、この非順血式血圧計は止血カフ11と検出カフ12とを備えている。止血カフ11は加圧弁13と排気弁14とを有し、加圧弁13には加圧源としてのエアコンプレッサ15からの圧縮空気を貯留するエアタンク16が所定の配管を介して接続されている。また、止血カフ11にはその内圧を検出する圧力センサ17が設けられている。この実施例において、圧力センサ17は半導体差圧型のものが用いられている。

【0019】検出カフ12には、被験者の動脈からの脈波を電気信号として抽出する脈波抽出回路18が接続されており、その脈波信号は制御手段としてのCPU(中央演算処理ユニット)20に与えられる。なお、図面上圧力センサ17とCPU20とは接続されていないが、圧力センサ17にて検出されたカフ内圧もCPU20に送られるようになされている。

【0020】CPU20には、図示しない操作部より止血カフ11に対する所定時間あたりの直線的な加圧基準値が設定される。この直線加圧速度は3mmHg/s程度が適当とされるが、脈波抽出回路18により得られる脈波信号から被験者の心拍数を求め、1拍あたり2~3mmHg/sの直線加圧速度としてもよい。

【0021】この直線加圧基準値はCPU20からデジタル信号として直線加圧値発生回路21に与えられる。直線加圧値発生回路21は上記直線加圧基準値をアナログ信号に変換して比較器22に出力する。比較器22は直線加圧基準値と圧力センサ17からの止血カフ11の内圧信号とを比較し、止血カフ11の内圧が直線加圧基準値に当たって増加するように加圧弁13と排気弁14の開閉を制御する。

【0022】図2には血圧を測定するにあたっての止血カフ11および検出カフ12の装着例が示されている。すなわち、図(a)のように止血カフ11は被験者の上腕部に装着する場合に、検出カフ12はそれよりも末梢側の手首付近に装着される。これに対して、図(b)のように止血カフ11を指の根元側に装着するときには、検出カフ12はそれよりも末梢側の指先側に装着される。

【0023】このように、止血カフ11と検出カフ12とを被験者に装着した後、測定の開始シーンを押すと、CPU20から直線加圧値発生回路21を介して比較器22に直線加圧基準値が与えられる。比較器22は直線加圧基準値と圧力センサ17からのカフ内圧とを大小比較

し、加圧弁13と排気弁14を制御する。

【0024】すなわち、カフ内圧<直線加圧基準値の場合は加圧弁13を「開」、排気弁14を「閉」とし、これに対してカフ内圧>直線加圧基準値の場合は加圧弁13を「閉」、排気弁14を「開」とする。この弁制御により、止血カフ11の内圧が直線的に増加する。

【0025】このようにして、止血カフ11の内圧が上昇していくと、最終的には血液が末梢部に流れなくなり、その結果、脈波抽出回路18からの脈波信号が消失する。図3には、このカフ内圧の上昇と脈波信号との関係が示されており、CPU20はこの脈波信号の消失時点におけるカフ内圧をもって最高血圧値と判定する。

【0026】このようにして、最高血圧値が特定された時点でCPU20から測定終了信号が出力され、加圧動作が終了するとともに、排気弁14が開放され、止血カフ11内の圧力が急速に大気圧にまで戻される。参考までに、上記の一連の動作フローチャートを図4に示す。なお、この実施例では脈波抽出回路18からの脈波信号に基づいて最高血圧値を特定しているが、聴診器やマイクホンをを用いてコロトコフ音による血圧値判定を行うことも可能である。

【0027】この非観血式血圧計においては、測定開始時点から上記のように最高血圧値が特定されるまでの間、CPU20は検出カフ12の脈波抽出回路18から得られた脈波信号をそのメモリ領域に記憶し、最高血圧値の特定後にその脈波信号に基づいて最低血圧値を特定するようにしている。

【0028】図5には、その脈波信号の振幅波形の一例が示されており、この脈波の包絡線を見るとその上部および下部にはゆらぎが存在する。また、脈波の1波形ごとの振幅は必ずしも一定ではないが、脈波の下部については最低血圧値を現していると言える。

【0029】このため、止血カフ11内の内圧が被験者の最低血圧値を超えると、検出カフ12内の脈波の最低血圧値は止血カフ11の内圧上昇に伴って上昇を開始することになる。すなわち、この脈波の下部包絡線の上昇開始点Pを特定し、その時点の止血カフ11の内圧点Qを求めることにより、最低血圧値を特定することができる。

【0030】本発明では、上記のようにすでに最高血圧点Rが求められているため、CPU20はこの点R以前の脈波信号をメモリから読みだし、1波ごとに選りながらその下部の値を大小比較することにより、下部包絡線の上昇開始点Pを特定してその上昇開始点Pの止血カフ11内の圧力をもって最低血圧値としている。

【0031】なお、上昇開始点Pから下部包絡線が上昇する過程において体動があると、それによって上昇途中でゆらぎが生じ、これが最低血圧値を特定する際の誤差原因となりかねない。

【0032】そこで、この実施例では止血カフ11を加

圧する前に所定心拍数分の脈波を抽出して、その振幅平均値(X)と標準偏差(σ)とを算出し、下部包絡線の上昇開始点Pを特定するにあたって、 $X-3\sigma$ 以上の振幅の脈波を有効データとるようにしている。これによれば、下部包絡線が全体的に上昇傾向を示している途中で体動などによりゆらぎが生じたとしても、その影響を排除することができる。

【0033】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、次のような効果が奏される。すなわち、測定開始時点からカフの内圧を直線的に増加させることにより、カフのコンプライアンスやカフ内容量などに影響されることがなく、被験者の血圧を精度よく測定することができる。

【0034】被験者が高血圧時と低血圧時の場合でもその測定誤差が同一のものとなる。また、被験者に対して必要以上の加圧を行わなくて済むため、締め付けによる苦痛を和らげることができる。すなわち、密着時間の短縮が図られるのであるが、その加圧初期値を不変と思われる圧力値に設定することにより、測定時間を一層短縮することができる。例えば、直線加圧基準値を3mmHg/sとして加圧初期値を30mmHgとすれば10秒間の恒値が図れる。

【0035】最高血圧値のみならず最低血圧値をも理論的に特定することができる。測定環境が騒がしくても計測可能であり、特に最低血圧値を特定する際、止血カフを加圧する前に所定心拍数分の脈波を抽出して、その振幅平均値(X)と標準偏差(σ)とを算出し、下部包絡線の上昇開始点Pを特定するにあたって、 $X-3\sigma$ 以上の振幅の脈波を有効データとすることにより、下部包絡線が全体的に上昇傾向を示している途中で体動などによりゆらぎが生じたとしても、その影響を排除することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の非観血式血圧計の一実施例を示したブロック図。

【図2】上記実施例における止血カフと検出カフの被験者に対する装着例を説明するための説明図。

【図3】上記実施例における止血カフの内圧上昇とこれに対応する脈波信号の関係を示したグラフ。

【図4】上記実施例で最高血圧値を特定する場合の動作フローチャート。

【図5】上記実施例で最低血圧値を特定する際の脈波の振幅波形図。

【図6】従来の一般的な血圧測定状態を示した模式図

【図7】従来におけるカフの内圧変化を示したグラフ。

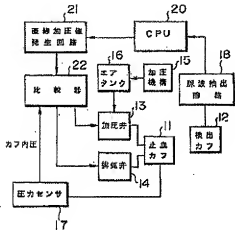
【符号の説明】

- 11 止血カフ
- 12 検出カフ
- 13 加圧弁
- 14 排気弁

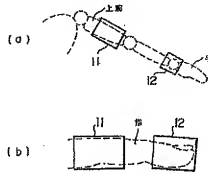
16 エアタンク
17 圧力センサ
18 脈波抽出回路

20 CPU
21 直線加圧値発生回路
22 比較器

【図1】

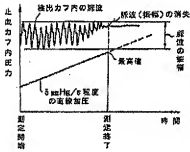


【図2】

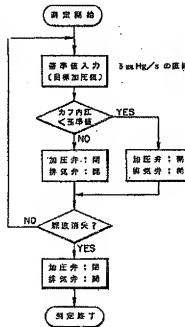


【図6】

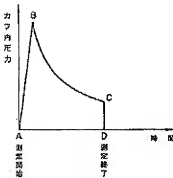
【図3】



【図4】



【図7】



【図5】

